

HEMODINÂMICA EM ANEURISMA CEREBRAL: ESTUDO NUMÉRICO

Marta Ferreira¹, Carla S. Fernandes² e Luís Queijo³

¹ ESTiG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; martinha_tocas@hotmail.com

² ESTiG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; cveiga@ipb.pt

³ ESTiG, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; lqueijo@ipb.pt

PALAVRAS CHAVE: Aneurisma cerebral, Tensão de corte na parede, Velocidade, Dinâmica de fluidos computacional, Imagiologia médica

RESUMO: Neste trabalho estudaram-se escoamentos sanguíneos laminares em estado estacionário num aneurisma cerebral obtido por imagiologia médica. Com este trabalho pretende dar-se um contributo para o melhor entendimento das propriedades dos escoamentos sanguíneos no interior de aneurismas cerebrais, tais como: velocidade, pressão e tensão de corte na parede. As equações governativas foram resolvidas recorrendo ao software de dinâmica de fluidos computacional ANSYS-FLUENT®, sendo consideradas duas equações constitutivas distintas para descrever a reologia do sangue – modelo de Carreau e modelo Newtoniano. Desta forma foi possível analisar o impacto das características não-Newtonianas do sangue nas propriedades dos escoamentos, tendo-se verificado que, para as condições de operação estabelecidas, estas não influenciam as propriedades do escoamento referidas anteriormente.

1 INTRODUÇÃO

Um aneurisma pode ser definido como uma dilatação anormal localizada de um vaso sanguíneo, o que acarreta um risco inerente de rutura e consequente hemorragia. Nem sempre as paredes dos vasos sanguíneos possuem a resistência suficiente para conseguir resistir a tensões excessivas e, nesses casos, podem ocorrer deformações ou dilatações anormais, localizadas numa das paredes do vaso sanguíneo dando origem a um aneurisma cuja rutura é responsável por aproximadamente 80% dos acidentes vasculares cerebrais. O estudo do modo como os aneurismas se formam e as principais causas associadas à sua rutura têm ganho cada vez mais relevo no meio científico, uma vez que o comportamento dos aneurismas é diferente de caso para caso. Atualmente sabe-se que a velocidade do sangue, a pressão e as tensões de corte desenvolvidas nas paredes dos aneurismas

são fatores relevantes ao seu aparecimento e posterior desenvolvimento, o que torna importante perceber a hemodinâmica no interior dos aneurismas [1].

Nos dias de hoje, os médicos têm vindo a basear-se em diversos métodos de reconstrução tridimensional (3D) como ferramenta de auxílio na tomada de decisão em caso de diagnóstico e planeamento de cirurgias bastante complexas, como é o caso dos aneurismas cerebrais, uma vez que permite a melhoria da capacidade de visualização, interação e otimização perante a situação clínica, possibilitando a identificação precoce de problemas [2, 3].

A reconstrução tridimensional, designada biomodelação, é realizada com base em imagens bidimensionais (2D) obtidas por técnicas de imagiologia médica que permitem captar imagens com informações de detalhes anatómicos dos pacientes, tais

como: Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética, duas das técnicas imagiológicas mais utilizadas para capturar imagens com informações de detalhes anatómicos dos pacientes, sendo estas armazenadas como imagens 2D.

Para além da biomodelação, a simulação numérica de escoamentos fisiológicos em sistemas com e sem patologias também se tem revelado de extrema utilidade, uma vez que colmata as dificuldades em realizar estudos *in vivo* ou *in vitro* com fluidos fisiológicos.

2 METODOLOGIA

O presente trabalho tem como objetivo simular o escoamento sanguíneo num biomodelo representativo de um aneurisma cerebral. As simulações numéricas foram realizadas no *software* de dinâmica de fluidos computacional ANSYS-FLUENT® tendo como base um biomodelo obtido com recurso à imagiologia médica e posterior reconstrução utilizando um *software* de segmentação de imagens.

2.1 BIOMODELO DIGITAL

O biomodelo obtido para a simulação de escoamentos sanguíneos foi construído a partir de 139 imagens tomográficas, em formato DICOM, obtidas através do exame de Tomografia Computadorizada com contraste intravenoso, sem subtração. Após a importação das imagens foi necessário identificar, por meio das janelas de visualização 2D, a área patológica, Fig. 1, para a posterior criação de uma máscara de segmentação de modo a diferenciar o aneurisma das demais estruturas.

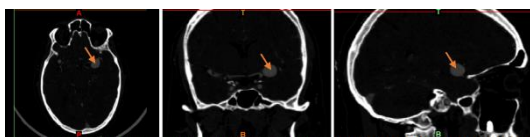


Fig. 1 Vista Axial, Coronal e Sagital do aneurisma.

Para realizar a segmentação das imagens foi aplicado o algoritmo *thresholding* para um intervalo (valores de cinza) de 137 a 287, determinado com base na resposta da área pretendida em relação ao intervalo utilizado. Contudo foi necessária a edição manual fatia a fatia de modo a “apagar” as estruturas que não pertencem à estrutura de interesse e a “pintar” as estruturas de interesse. Para ambos os casos foi aplicado o *zoom* no ponto de edição para visualizar e determinar detalhadamente os limites de separação do aneurisma.

Para além desta ferramenta de segmentação também se pode aplicar a ferramenta de crescimento de regiões (*region growing*) para remover *pixels* flutuantes nas imagens bem como separar as máscaras em diferentes partes.

No final da segmentação verificou-se se o aneurisma estava isolado dos outros tecidos, para que na reconstrução 3D do biomodelo não aparecesse nenhuma outra estrutura para além da desejada. Com a etapa de segmentação realizada, a máscara do aneurisma cerebral foi submetida ao processo de reconstrução 3D, estando o biomodelo 3D obtido apresentado na Fig. 2.

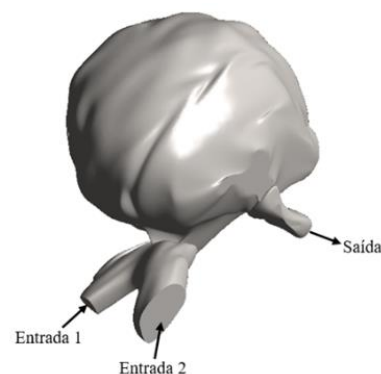


Fig. 2 Biomodelo 3D do aneurisma cerebral.

2.2 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

A resolução das equações de conservação de massa e de Navier-Stokes foi realizada recorrendo ao *software* ANSYS-FLUENT®, que implementa o método dos volumes finitos. Para fluidos incompressíveis, as

equações governativas referidas podem ser expressas, respetivamente, por [4]:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right) = -\nabla P + \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (2)$$

onde \vec{v} é o vetor velocidade, ρ é a massa volumica do fluido (1050 kg/m³ para o sangue [5]), P a pressão e μ a viscosidade do fluido.

Para descrever a reologia do sangue utilizaram-se dois modelos distintos, a saber: modelo Newtoniano e modelo de Carreau, sendo este último descrito pela relação matemática:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{(n-1)/2} \quad (3)$$

onde μ_{∞} representa a viscosidade para taxas de deformação elevadas, μ_0 a viscosidade para taxas de deformação baixas, $\dot{\gamma}$ a taxa de deformação, λ uma constante de tempo (inverso da taxa de deformação a partir da qual o fluido assume comportamento reofluidificante) e n o índice de fluxo. Para o sangue, os parâmetros reológicos presentes na Eq. (3) assumem os seguintes valores [5]: $n = 0.3568$, $\lambda = 3.313$ s, $\mu_{\infty} = 0.00345$ Pa.s e $\mu_0 = 0.056$ Pa.s. Quando se assume o sangue como um fluido Newtoniano a sua viscosidade assume o valor de μ_{∞} [5], como pode ser observado na Fig. 3.

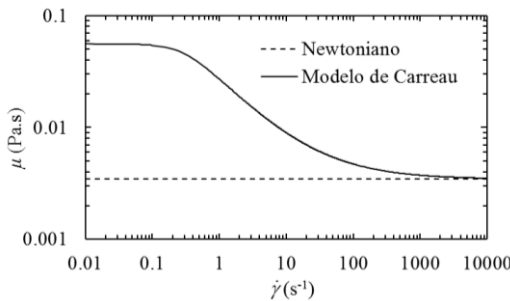


Fig. 3 Viscosidade vs. Taxa de deformação.

As simulações foram realizadas no domínio computacional representativo do aneurisma cerebral e apresentado na Fig. 2. Para tal, o biomodelo 3D foi importado para o *software*

ANSYS-FLUENT® e a sua discretização foi efetuada recorrendo a uma malha não uniforme e não estruturada, reproduzida na Fig.4.

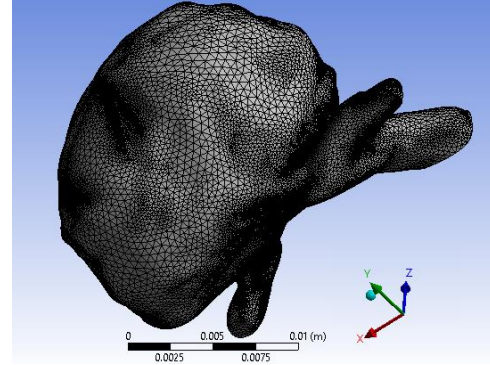


Fig. 4 Discretização do biomodelo 3D.

Como condições de fronteira, admitiu-se velocidade nula nas paredes, uma vez que os escoamentos em estudo são laminares, e nas entradas do biomodelo (ver Fig. 2) impuseram-se 4 velocidades distintas - 0.0841 m/s, 0.09857 m/s, 0.1068 m/s e 0.1150 m/s - correspondentes a números de Reynolds (Re) de 100, 120, 130 e 140, respetivamente. As velocidades foram determinadas recorrendo à definição do Re usando um diâmetro de 4 mm, valor médio do diâmetro da entrada 2. Os valores de Re foram estipulados de acordo com o utilizado por Byun *et al.* [6] num estudo semelhante a este.

3 ANÁLISE DE RESULTADOS

Uma das vantagens da dinâmica de fluidos computacional é a possibilidade de se examinar com grande detalhe o sistema em estudo. Neste trabalho, as linhas de corrente no biomodelo (Fig. 5) foram analisadas, sendo possível observar recirculação no interior do aneurisma para todas as condições de operação e modelos reológicos considerados.

No que à velocidade concerne, foi possível constatar a baixa velocidade no interior do aneurisma (Fig. 5) e a sua independência das propriedades não-Newtonianas do sangue.

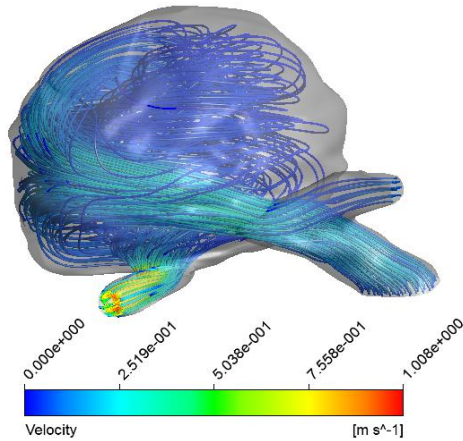


Fig. 5 Linhas de corrente para velocidade de entrada de 0.08214 m/s e modelo de Carreau.

À semelhança do que acontece com as velocidades, também o campo de pressões, obtido para uma dada velocidade de entrada, apresentou valores muito semelhantes para os dois modelos reológicos. Com o aumento da velocidade de entrada verificou-se a diminuição da pressão, como expectável. Na Fig. 6 é possível observar um exemplo da distribuição de pressão estática no biomodelo, qualitativamente igual para todas as simulações efetuadas.

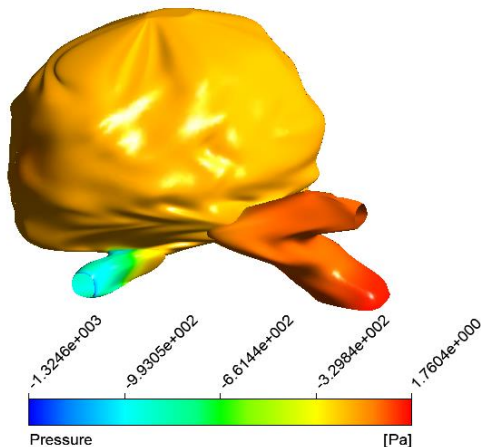


Fig. 6 Campo de pressões para velocidade de entrada de 0.1150 m/s e fluido Newtoniano.

Na Fig. 6 pode verificar-se que a tensão máxima é alcançada nas entradas do biomodelo no entanto, esse facto poderá dever-se a efeitos de entrada, uma vez que os ramos da bifurcação da artéria possuem um pequeno comprimento, podendo não permitir que se estabeleça um escoamento completamente desenvolvido. Assumindo

esta hipótese, pode afirmar-se que a pressão máxima é atingida no interior do aneurisma, o que está em concordância com os valores de velocidade obtidos.

Conhecidos os campos de pressão, determinaram-se as quedas de pressão no biomodelo, estando os resultados alcançados registados na Tab. 1.

Tab. 1 Quedas de pressão

u (m/s)	Modelo	$(\Delta P)_1$ (Pa)	$(\Delta P)_2$ (Pa)
0.08214	Newtoniano	589.982	609.110
	Carreau	592.226	611.385
0.09857	Newtoniano	828.693	855.312
	Carreau	829.120	855.771
0.1068	Newtoniano	964.623	995.423
	Carreau	963.926	994.755
0.1150	Newtoniano	1109.668	1144.912
	Carreau	1109.474	1144.745

Na Tab. 1, $(\Delta P)_1$ e $(\Delta P)_2$ representam as quedas de pressão entre as entradas 1 e 2 e a saída, respetivamente. Como esperado, a queda de pressão aumentou com o aumento da velocidade de entrada e, para cada velocidade, a queda de pressão assumiu valores mais elevados considerando a entrada 2, entrada de secção reta maior.

Da análise da tensão de corte na parede (TCP), verificou-se que esta é mínima no aneurisma e aumenta localmente nas ligações entre o aneurisma e a entrada e saída, Fig. 7.

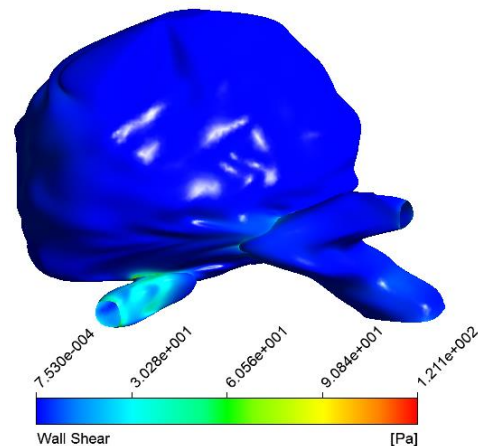


Fig. 7 Campo de TCP para velocidade de entrada de 0.09857 m/s e modelo de Carreau.

O valor máximo da TCP ocorre na ligação entre a saída e o aneurisma pelo que, para um melhor entendimento do que acontece nessa região, foi traçada uma linha que contorna a artéria de saída e passa no local onde o máximo foi observado (ver linha amarela apresentada no biomodelo presente na Fig. 8).

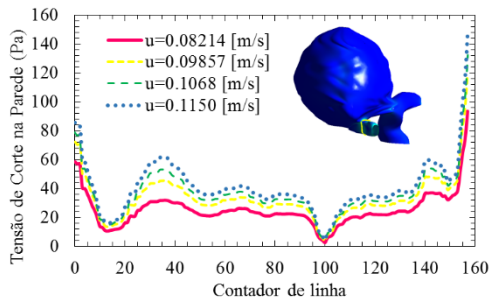


Fig. 8 Campo de TCP para fluido Newtoniano ao longo da linha amarela presente no biomodelo.

Na Fig. 8 pode observar-se a dependência de proporcionalidade direta entre a TCP e a velocidade de entrada, relação verificada em todas as simulações realizadas. Comparando os resultados obtidos para o fluido Newtoniano e para o modelo de Carreau, constatou-se que as propriedades não-Newtonianas do sangue não influenciam a TCP, uma vez que a razão entre a TCP obtida para o modelo de Carreau e para o fluido Newtoniano é aproximadamente 1, como pode observar-se na Fig. 9.

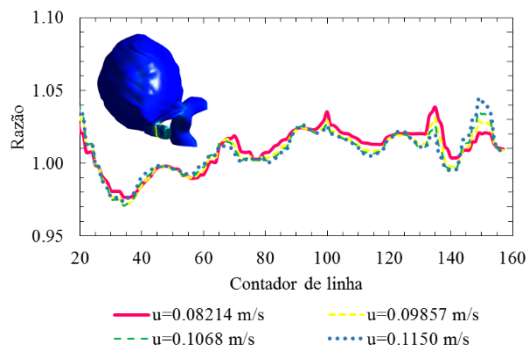


Fig. 9 Razão entre a TCP obtida para o modelo de Carreau e a obtida usando fluido Newtoniano ao longo da linha amarela presente no biomodelo.

Para as condições de operação utilizadas neste estudo, pode concluir-se que as propriedades não-Newtonianas do sangue

não influenciam significativamente as propriedades do escoamento sanguíneo, facto que vai de encontro ao descrito por Byun *et al.* [6] Este comportamento pode ser explicado pelo facto de as taxas de deformação desenvolvidas nos escoamentos estudados serem superior a 10^3 s^{-1} , como pode observar-se na Fig. 10. Para esta gama de taxas de deformação, o modelo de Carreau prevê um comportamento Newtoniano para o sangue e uma viscosidade muito próxima da viscosidade do fluido Newtoniano (ver Fig. 3).

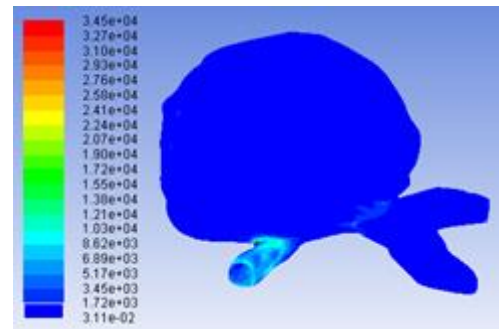


Fig. 10 Taxa de deformação, em s^{-1} , para a velocidade de 0.1068 m/s para o modelo de Carreau.

Sendo a rutura dos aneurismas um dos maiores problemas para o paciente portador desta patologia, o conhecimento das suas causas hemodinâmicas poderá revelar-se de extrema utilidade na sua prevenção, existindo duas teorias correntes sobre elas. Uma teoria declara que os aneurismas estão sob uma baixa tensão de corte na parede, o que pode resultar na estagnação do fluxo de sangue contra a parede na cúpula, que provoca uma disfunção resultante da agregação de eritrócitos, da acumulação e da aderência das plaquetas e dos leucócitos ao longo da superfície da túnica íntima, e que desencadeia processos inflamatórios que levam ao enfraquecimento da parede, resultando na sua rutura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevadas tensões de corte nas paredes podem causar lesões endoteliais e, assim, iniciar a remodelação da parede e potencial degeneração [6, 7].

Analisando os resultados obtidos neste estudo, constata-se que é na cúpula do aneurisma, zona onde usualmente ocorre a rutura, que se combinam as baixas velocidades e baixas tensões de corte na parede, o que está em concordância com a primeira teoria citada, estando estes resultados também em concordância com os apresentados por Mantha *et al.* [8].

4 CONCLUSÕES

Este estudo visa contribuir para um melhor entendimento das propriedades do escoamento sanguíneo num aneurisma cerebral. Para tal, foi construído um biomodelo digital a partir de imagens tomográficas que posteriormente foi usado nas simulações numéricas de escoamentos laminares em estado estacionário, sendo a reologia do sangue descrita por dois modelos reológicos distintos – modelo Newtoniano e modelo de Carreau.

A utilização de modelos reológicos distintos permitiu verificar que, para as condições de operação usadas, as propriedades não-Newtonianas do sangue não influenciam significativamente propriedades do escoamento como a tensão de corte na parede, velocidade e queda de pressão.

Na potencial região de rutura do aneurisma, a cúpula, observaram-se os valores mais baixos para a velocidade e tensão de corte na parede, o que está em concordância com teorias existentes na literatura que defendem que as baixas velocidades associadas a baixas tensões de corte na parede podem produzir alterações na parede da artéria e conduzir à sua rutura.

REFERÊNCIAS

[1] S. Marques, M. Ferreira, A. Soares, L. Morgado, “Estudo numérico do efeito da esfericidade de aneurismas do tipo sacular na hemodinâmica”, V Conferência Nacional de Mecânica dos Fluidos, Termodinâmica e Energia, Porto, 2014.

[2] A. S. Bárbara, “Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física: o software Invesalius”, Campinas, 2006.

[3] M. I. Meurer, E. Meurer, J. V. L. d. Silva, A. S. Bárbara, L. F. Nobre, M. G. d. Oliveira, D. N. Silva, “Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos”, *Radiologia Brasileira*, Vol. 41, nº1, 49-54, 2008.

[4] H. G. Bai, K. B. Naidu, G. V. Kumar, “CFD Analysis of Aortic Aneurysms on the Basis of Mathematical Simulation”, *Indian Journal of Science and Technology*, Vol. 7, nº 12, 2020-2032, 2014.

[5] B. M. Johnston, P. R. Johnston, S. Corney e D. Kilpatrick, “Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, nº 5, 709-720, 2004.

[6] J. S. Byun, S.-Y. Choi, T. Seo, “The Numerical Study of the Hemodynamic Characteristics in the Patient-Specific Intracranial Aneurysms before and after Surgery”, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Vol. 2016, 12 páginas, 2016.

[7] D. M. Sforza, C. M. Putman, J. R. Cebal, “Computational fluid dynamics in brain aneurysms”, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, Vol. 28, 801-808, 2012.

[8] A. Mantha, C. Karmonik, G. Benndorf, C. Strother, R. Metcalfe, “Hemodynamics in a Cerebral Artery before and after the formation of an Aneurysm”, *AINR Am J Neuroradiol*, Vol. 27, 1113-1118, 2006.